

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 04-040940
 (43)Date of publication of application : 12.02.1992

(51)Int. CI. A61B 5/14

G01N 21/31

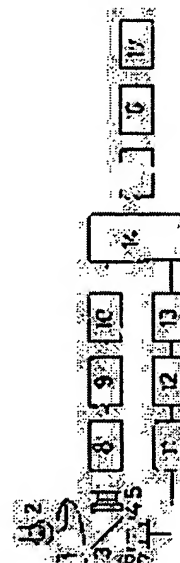
(21)Application number : 02-149527 (71)Applicant : MINOLTA CAMERA CO LTD
 (22)Date of filing : 07.06.1990 (72)Inventor : HAMAGURI KENJI

(54) INSTRUMENT FOR MEASURING CONCENTRATION OF TOTAL HEMOGLOBIN-

(57)Abstract:

PURPOSE: To measure the concn. of the total hemoglobin in blood with good accuracy without observation of blood and without erosion by irradiating a part to be measured with light of two kinds of wavelengths having different absorption coeffts. to hemoglobin and water and detecting the transmitted or reflected light of the respective wavelengths.

CONSTITUTION: A light source 2 allows the light to transmit the part 1 to be measured and a dichroic mirror 3 reflects the light contg. the short wavelength $\lambda 1$ (the light having the absorption by Hb and HbO₂ and having no absorption by water) and allows the transmission of the light of the long wavelength $\lambda 2$ (the light having no absorption by the Hb and HbO₂ and having absorption by the water). An interference filter 4 allows the transmission of the light of the wavelength $\lambda 1$ and an interference filter 6 allows the transmission of the light of the wavelength $\lambda 2$. The light detected by photodetectors 5 and 7 is converted to electric signals which are subjected to Log conversion by logarithmic amplifiers 8 and 11. DC components are cut off by filters 9 and 12 and the signals are subjected to current rectification in current rectifier circuits 10 and 13. The signals are passed through a multiplexer 14 and are subjected to A/D conversion in an A/D converter 15. The signals E $\lambda 1$, E $\lambda 2$ corresponding to the wavelength $\lambda 1$ and $\lambda 2$ are calculated in an arithmetic circuit 16 and are displayed in a display section 17.



BEST AVAILABLE COPY

⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 特許出願公開

⑪ 公開特許公報(A) 平4-40940

⑫ Int. Cl.³

識別記号

庁内整理番号

⑬ 公開 平成4年(1992)2月12日

A 61 B 5/14
G 01 N 21/31

3 1 0

Z

8932-4C
7529-2J

審査請求 未請求 請求項の数 6 (全6頁)

⑭ 発明の名称 総ヘモグロビン濃度測定装置

⑮ 特 願 平2-149527

⑯ 出 願 平2(1990)6月7日

⑰ 発 明 者 始 謙 治 大阪府大阪市中央区安土町2丁目3番13号 大阪国際ビル
ミノルタカメラ株式会社内⑱ 出 願 人 ミノルタカメラ株式会 大阪府大阪市中央区安土町2丁目3番13号 大阪国際ビル
社

⑲ 代 理 人 弁理士 泉 浩 介

明 細 書

1. 発明の名称

総ヘモグロビン濃度測定装置

2. 特許請求の範囲

(1) ヘモグロビンと水に対しそれぞれ異なる吸収係数となる少なくとも2種の波長の光を被測定部に照射する手段と、被測定部を透過又は反射した上記各波長の光を受光する受光手段と、該受光手段の上記各波長に対応する出力の脈動成分の互いの比から総ヘモグロビン濃度を求める演算手段を備えたことを特徴とする総ヘモグロビン濃度測定装置。

(2) 照射光として、ヘモグロビン(Hb)と酸化ヘモグロビン(HbO₂)の吸収係数が等しい第1の波長の光と、Hb及びHbO₂による吸収が水の吸収に対して十分小さい第2の波長の光を使用するようにしたことを特徴とする請求項(1)記載の総ヘモグロビン濃度測定装置。

(3) 被測定部を加圧する加圧手段を設け、同加圧手段で被測定部を加圧した時と、加圧を解除した

時との被測定部を透過する透過光強度の変化分を測定し、演算手段で2波長における変化分の比から総ヘモグロビン濃度を求めるようにしたことを特徴とする請求項(1)記載の総ヘモグロビン濃度測定装置。

(4) 受光手段の上記2波長に対応する出力の脈動成分の比をRとした時、総ヘモグロビン濃度 $= aR^2 + b$ により、総ヘモグロビン濃度を求めるようにしたことを特徴とする請求項(1)乃至(3)記載の総ヘモグロビン濃度測定装置。

(5) 照射光として、それぞれ波長が異なる3種類の波長の光を用い、ある波長の受光手段の出力の脈動成分に対する他の2波長の受光手段の出力の脈動成分の比をそれぞれ R_{12} 、 R_{13} とした時、総ヘモグロビン濃度 $= (d_1 R_{12} R_{13} + d_2 R_{12} + d_3 R_{13} + d_4) / (k_1 R_{12} R_{13} + k_2 R_{12} + k_3 R_{13} + k_4)$ により、総ヘモグロビン濃度を求めるようにしたことを特徴とする請求項(1)記載の総ヘモグロビン濃度測定装置。但し、 d_1 、 k_1 は定数。

特開平4-40940(2)

66. 被測定部を加圧する加圧手段を設け、該受光手段は同加圧手段で被測定部を加圧した時と、加圧を解除した時との被測定部を透過する透過光強度の変化分を各波長毎に測定することを特徴とする請求項46記載の総ヘモグロビン濃度測定装置。

3. 発明の詳細な説明

(産業上の利用分野)

本発明は、血液中の総ヘモグロビン濃度を光学的に非観血・無侵襲で測定する装置に関する。

(従来の技術)

ヘモグロビンには、原形のヘモグロビン(Hb)と酸化した酸化ヘモグロビン(HbO₂)があり、その和がヘモグロビン全体の量である。現在、総ヘモグロビンの濃度を求めようとした時は、一定量の血液を採取して一定のセルに入れ、同セル中の同血液を、分光分析を行うことにより測定している。しかし、人間の体内から血液を取出すには苦痛が伴うし、また、血液が不足している病人からは採血することが出来ない。

そこで、採血しないで直接人体の適当な被測定

部を測定することにより、非観血・無侵襲で総ヘモグロビン濃度を測定できる測定手段が要望されている。血液中の総ヘモグロビン量を非観血・無侵襲で測定する装置が開発されており、上記装置では総ヘモグロビン量の算出を次式、

総ヘモグロビン量 = 定数 × (Y₅₆₉ - Y₆₅₀)

Y₅₆₉ : 569 nmにおける吸光度

Y₆₅₀ : 650 nmにおける吸光度

で行っているが、定数の値が、測定部位の血管の密度によって変化するために、測定精度が低いという問題がある。

(発明が解決しようとする課題)

本発明は、血液中の総ヘモグロビン(Hb + HbO₂)の濃度を、非観血・無侵襲で精度良く測定する装置を提供することを目的とする。

(課題を解決するための手段)

総ヘモグロビン濃度測定装置として、同型のヘモグロビンと水に対しそれぞれ異なる吸収係数となる少なくとも2種の波長の光を被測定部に照射する手段と、被測定部を透過又は反射した上記各

波長の光を受光する受光手段と、該受光手段の上記された2波長に対する出力の脈動成分の互いの比から総ヘモグロビン濃度を求める算出手段を備え、照明光として、ヘモグロビン(Hb)と酸化ヘモグロビン(HbO₂)の吸収係数が等しい第1の波長の光と、Hb及びHbO₂による吸収が水の吸収に対して十分小さい第2の波長の光を投与するようにした時は、動脈の自然の脈動における血管を上記2波長で透過し、その透過光強度の変化分を測定するか、或は、被測定部を加圧する加圧手段を設け、同加圧手段で被測定部を強制的に加圧した時と、加圧を解除した時との被測定部を透過する透過光強度を2波長において変化分を測定し、算出手段で2波長における変化分の比から総ヘモグロビン濃度を求めるようにした。

また、照射光として、それぞれ波長が異なる3種類の波長の光を用いた場合には、ある波長の受光手段の出力の脈動成分に対する他の2波長の受光手段の出力の脈動成分の比から総ヘモグロビン濃度を求めるようにした。

(作用)

被測定部から非観血・無侵襲で総ヘモグロビン濃度を測定しようとした場合、個人によって被測定部の状況、例えば、被測定部全体の厚さ、被測定部における皮膚、骨等の厚さ、血液の少ない組織と血液の多い組織の厚さの比率が異なるし、また、血液は脈動しているために、1波長の光による測定値から算出総ヘモグロビン濃度を求めることはできない。

そこで本発明は、血液中には、水が含まれていることに着目し、水に吸収されなくて、ヘモグロビン(Hb)と酸化ヘモグロビン(HbO₂)における吸収が大きい波長λ₁の光と、水に吸収されるがヘモグロビン(Hb)と酸化ヘモグロビン(HbO₂)に対しては吸収が少ない波長λ₂の光の2波長の光で被測定部を測定し、2波長の光で得られる測定値の比を取ることで、脈動による変化を除去し、被測定部から非観血・無侵襲で総ヘモグロビン濃度を測定できるようにしようとするものである。その計算の詳細を下記に説明

時間平均4-40940(3)

する。

ヘモグロビン(Hb)及び酸化ヘモグロビン(HbO₂)の吸収があって、水による吸収の無い波長λ₁の光を被測定部に照射したときの透過光強度I₂₁は、動脈血の厚み(被測定部における動脈を1ヶ所に結めた時の動脈の厚さ)の時間変化により変動しており、

$$I_{21} = I_{021} \cdot T_{121} \cdot e^{-\left(\mu_{21}^{Hb} C_{Hb} + \mu_{21}^{HbO_2} C_{HbO_2}\right) \int d d(t)} \quad (1)$$

I₀₂₁ : 波長λ₁の入射光強度

T₁₂₁ : 動脈血以外の組織の波長λ₁における

透過率

μ₂₁^{Hb} : Hbの波長λ₁における吸収係数

μ₂₁^{HbO₂} : HbO₂の波長λ₁における吸収係数

C_{Hb} : 動脈血中のHbの濃度

C_{HbO₂} : 動脈血中のHbO₂の濃度

d : 動脈血の厚みの平均値

Δd(t) : 動脈血の厚みの変化分の関数

上記(1)式で表される、また、Hb及びHbO₂による吸収がなく、水による吸収がある波長λ₂の光を被測定部に照射したときの透過光強度I₂₂は

$$= -(\mu_{22}^{H_2O} C_{H_2O} + \mu_{22}^{Hb} C_{Hb} + \mu_{22}^{HbO_2} C_{HbO_2}) \int d d(t) \quad (2)$$

$$L_{02}, I_{22} / I_{21} = -(\mu_{22}^{H_2O} / \mu_{21}^{Hb}) \int d d(t) \quad (3)$$

が得られる。λ₁としてμ₂₁^{Hb} = μ₂₁^{HbO₂}を満たす波長を選ぶと(3)式は、

$$L_{02}, I_{22} / I_{21} = -(\mu_{22}^{H_2O} / (\mu_{21}^{Hb} + \mu_{21}^{HbO_2})) \int d d(t) \quad (4)$$

と表すことができる。

(6)式、(7)式より、動脈血の厚さの変化分Δd(t)を消去すれば、

$$C_{Hb} + C_{HbO_2} = \mu_{22}^{H_2O} / \mu_{21}^{Hb} \times (L_{02}, I_{22} / I_{21} + L_{01}, I_{21} / I_{22}) \quad (5)$$

と表すことができる。この(5)式の吸収係数μ₂₂^{H₂O}、μ₂₁^{Hb}は、予め実験等で測定することができ、透過光強度I₂₁、I₂₂と、平均透過光強度 $\overline{I_{21}}$ 、 $\overline{I_{22}}$ は、波長λ₁とλ₂の2波長による被測定部の透過光に対して、測定により求めることができるから、ヘモグロビン濃度を、測定により求めることが可能となる。本発明は、上記原理に基づき、酸化ヘモグロビン濃度を、被測定部から非動脈・無

・I₂₁と同様に、動脈血の厚みの変化に応じて変化しており、

$$I_{22} = I_{022} \cdot T_{122} \cdot e^{-\left(\mu_{22}^{H_2O} \int d d(t)\right)} \quad (6)$$

I₀₂₂ : 波長λ₂の入射光強度

T₁₂₂ : 動脈血以外の組織の波長λ₂における透過率

μ₂₂^{H₂O} : 水の波長λ₂における吸収係数

で表される。

動脈血の厚さの変化分Δd(t)は、平均厚さdからの変化分であるので、(1)式及び(2)式両方の時間平均を取れば、動脈血の変化分が消去でき、平均透過光強度 $\overline{I_{21}}$ 、 $\overline{I_{22}}$ を定めることができる。即ち、

$$I_{021} \cdot T_{121} \cdot e^{-\left(\mu_{21}^{Hb} C_{Hb} + \mu_{21}^{HbO_2} C_{HbO_2}\right) \int d} = \overline{I_{21}} \quad (7)$$

$$I_{022} \cdot T_{122} \cdot e^{-\left(\mu_{22}^{H_2O} \int d\right)} = \overline{I_{22}} \quad (8)$$

と表すことができる。(7)、(8)、(9)、(10)より、下式(9)、(10)のように計算をすれば、未知数である入射光強度I₀₂₁、I₀₂₂、透過率T₁₂₁、T₁₂₂を消去することができる。

$$L_{02}, I_{22} / \overline{I_{21}}$$

優勢で測定できるようにしようとするものである。

(実施例)

第1図に本発明の一実施例を示す。第1図において、1は被測定部、2は光源で、光を被測定部1に透過させる。3はダイクロイックミラーで、指定波長以下の光は反射し、指定波長以上の光は透過させる。つまり、被測定部1を透過した光の内、波長の短い波長λ₁を含む光(Hb及びHbO₂による吸収があって、水による吸収がない光)を反射し、波長の長い波長λ₂を含む光(Hb及びHbO₂による吸収がなく、水による吸収がある光)を透過させる。4は干渉フィルターで、反射した光から波長λ₁の光だけを透過させ、透過させた光は受光素子5で受光される。5は干渉フィルターで、透過した光から波長λ₂の光だけを透過させ、透過させた光は受光素子7で受光させる。受光素子5及び7で受光された光は、電圧信号に変換された後、増幅増倍器8及び1でLog変換され、ハイパスフィルター9及び12

特開平4-40940(4)

により伝送成分がカットされ、変換部分のみが共振回路10及び13で共振される。変換された信号は、上記の図式及び図式に比例した電圧となっている。変換回路10及び13の出力は、マルチプレクサ14を経て、A/D変換器15により順次A/D変換される。A/D変換された波長 λ_1 及び λ_2 に対応する信号 E_{λ_1} 、 E_{λ_2} は、演算回路16で、

$$E = a \{ E_{\lambda_1} / E_{\lambda_2} \} + b \dots \dots \dots (4)$$

が計算される。図式は図式に対応しており、 a は $\mu_{\lambda_1}^{Hb} / \mu_{\lambda_2}^{Hb}$ であり、 b は回路のオフセットや漏れた波長のずれを補正するためのもので、 a とともに実験的に予め決定される。 $E_{\lambda_1} / E_{lambda_2}$ の変動範囲が狭いときは、図式は1次式で近似しても良い。演算回路16での演算結果は、最終的に表示部17に表示される。

第3図にHb、HbO₂、水の吸収係数の分光特性曲線を示す。波長 λ_1 の光としては、第3図に示すように、HbとHbO₂において吸収係数が同じである波長の光が通している。波長8

05nmの光を用いている。また、この波長805nm光を受光する受光素子5としては、シリコンフォトダイオード又はゲルマニウムフォトダイオードが適している。波長 λ_2 の光としては、第3図に示すように、Hb及びHbO₂による吸収が少なく、水による吸収がある光が通している。Hb及びHbO₂による吸収が小さい光の波長は1.2μm以上であり、この条件を満たす水による吸収がある光としては、波長が約1.2μm、約1.45μm、約2μm、約2.5μm、約6μm等の光がある。約1.2μm、約1.45μmを選択した時は、受光素子7としては、ゲルマニウムフォトダイオード又はPbS光導電素子が適しており、約2μm、約2.5μmを選択した時は、受光素子7としては、PbS光導電素子が適しており、約6μmを選択した時は、受光素子7としては、PbSe光導電素子が適している。

λ_1 として、 $\mu_{\lambda_1}^{Hb} = \mu_{\lambda_1}^{HbO_2}$ が成り立たない波長が選択された時は、 λ_1' 、 λ_1'' 、 λ_1''' の3種の波長

の光を用いて、 $C_{Hb} + C_{HbO_2}$ を決定することができる。各上記波長の入射光強度を $I_{\lambda_1'}$ 、 $I_{\lambda_1''}$ 、 $I_{\lambda_1'''}$ とし、透過光強度を $I_{\lambda_1'}$ 、 $I_{\lambda_1''}$ 、 $I_{\lambda_1'''}$ とし、 $I_{\lambda_1'}$ 、 $I_{\lambda_1''}$ 、 $I_{\lambda_1'''}$ のそれぞれの平均値を、

$$\overline{I_{\lambda_1'}}, \overline{I_{\lambda_1''}}, \overline{I_{\lambda_1'''}} \text{ とする。このとき、}$$

$$I_{\lambda_1'} = I_{0\lambda_1'} T_{\lambda_1'} e^{-\left(\mu_{\lambda_1'}^{Hb} C_{Hb} + \mu_{\lambda_1'}^{HbO_2} C_{HbO_2} + \mu_{\lambda_1'}^{H_2O} C_{H_2O}\right) d}$$

$$I_{\lambda_1''} = I_{0\lambda_1''} T_{\lambda_1''} e^{-\left(\mu_{\lambda_1''}^{Hb} C_{Hb} + \mu_{\lambda_1''}^{HbO_2} C_{HbO_2} + \mu_{\lambda_1''}^{H_2O} C_{H_2O}\right) d}$$

但し、 $j = 1, 2, 3$

と表せる。また、

$$R_{\lambda_1'} = \left(\log_e I_{\lambda_1'} / \overline{I_{\lambda_1'}} + \log_e I_{\lambda_1''} / \overline{I_{\lambda_1''}} \right)$$

$$R_{\lambda_1''} = \left(\log_e I_{\lambda_1'} / \overline{I_{\lambda_1'}} + \log_e I_{\lambda_1''} / \overline{I_{\lambda_1''}} \right)$$

とすると、

$$R_{\lambda_1'} = \frac{\mu_{\lambda_1'}^{Hb} C_{Hb} + \mu_{\lambda_1'}^{HbO_2} C_{HbO_2} + \mu_{\lambda_1'}^{H_2O} C_{H_2O}}{\mu_{\lambda_1'}^{Hb} C_{Hb} + \mu_{\lambda_1'}^{HbO_2} C_{HbO_2} + \mu_{\lambda_1'}^{H_2O} C_{H_2O}}$$

$$R_{\lambda_1''} = \frac{\mu_{\lambda_1''}^{Hb} C_{Hb} + \mu_{\lambda_1''}^{HbO_2} C_{HbO_2} + \mu_{\lambda_1''}^{H_2O} C_{H_2O}}{\mu_{\lambda_1''}^{Hb} C_{Hb} + \mu_{\lambda_1''}^{HbO_2} C_{HbO_2} + \mu_{\lambda_1''}^{H_2O} C_{H_2O}}$$

となり、これらより、

$$C_{Hb} = \frac{\mu_{\lambda_1'}^{Hb} R_{\lambda_1'} + \mu_{\lambda_1''}^{Hb} R_{\lambda_1''} + \mu_{\lambda_1'''}^{Hb} R_{\lambda_1'''} + \mu_{\lambda_1'}^{HbO_2} R_{\lambda_1'} + \mu_{\lambda_1''}^{HbO_2} R_{\lambda_1''} + \mu_{\lambda_1'''}^{HbO_2} R_{\lambda_1'''} + \mu_{\lambda_1'}^{H_2O} R_{\lambda_1'} + \mu_{\lambda_1''}^{H_2O} R_{\lambda_1''} + \mu_{\lambda_1'''}^{H_2O} R_{\lambda_1'''}}{\mu_{\lambda_1'}^{Hb} + \mu_{\lambda_1''}^{Hb} + \mu_{\lambda_1'''}^{Hb} + \mu_{\lambda_1'}^{HbO_2} + \mu_{\lambda_1''}^{HbO_2} + \mu_{\lambda_1'''}^{HbO_2} + \mu_{\lambda_1'}^{H_2O} + \mu_{\lambda_1''}^{H_2O} + \mu_{\lambda_1'''}^{H_2O}}$$

$$C_{HbO_2} = \frac{\mu_{\lambda_1'}^{HbO_2} R_{\lambda_1'} + \mu_{\lambda_1''}^{HbO_2} R_{\lambda_1''} + \mu_{\lambda_1'''}^{HbO_2} R_{\lambda_1'''} + \mu_{\lambda_1'}^{Hb} R_{\lambda_1'} + \mu_{\lambda_1''}^{Hb} R_{\lambda_1''} + \mu_{\lambda_1'''}^{Hb} R_{\lambda_1'''} + \mu_{\lambda_1'}^{H_2O} R_{\lambda_1'} + \mu_{\lambda_1''}^{H_2O} R_{\lambda_1''} + \mu_{\lambda_1'''}^{H_2O} R_{\lambda_1'''}}{\mu_{\lambda_1'}^{HbO_2} + \mu_{\lambda_1''}^{HbO_2} + \mu_{\lambda_1'''}^{HbO_2} + \mu_{\lambda_1'}^{Hb} + \mu_{\lambda_1''}^{Hb} + \mu_{\lambda_1'''}^{Hb} + \mu_{\lambda_1'}^{H_2O} + \mu_{\lambda_1''}^{H_2O} + \mu_{\lambda_1'''}^{H_2O}}$$

が得られる。これから算出するように、総ヘモグロビ

ン濃度 ($C_{Hb} + C_{HbO_2}$) は、

$$C_{Hb} + C_{HbO_2}$$

$$= (d_1 R_{\lambda_1'} R_{\lambda_1''} + d_2 R_{\lambda_1''} + d_3 R_{\lambda_1'''} +$$

$$+ (k_1 R_{\lambda_1'} R_{\lambda_1''} + k_2 R_{\lambda_1''} + k_3 R_{\lambda_1'''} +$$

$$\dots \dots \dots (4)$$

により決定される。ここで $d_1, d_2, d_3, k_1, k_2, k_3$ は、 $\lambda_1', \lambda_1'', \lambda_1'''$ 各波長におけるHb、HbO₂、水の吸収係数によって決まる定数である。測定誤差の誤差補正のために、

$$C_{Hb} + C_{HbO_2}$$

$$= (d_1 R_{\lambda_1'} R_{\lambda_1''} + d_2 R_{\lambda_1''} + d_3 R_{\lambda_1'''} + d_4)$$

$$+ (k_1 R_{\lambda_1'} R_{\lambda_1''} + k_2 R_{\lambda_1''} + k_3 R_{\lambda_1'''} + k_4)$$

$$\dots \dots \dots (4)$$

としても良い。このとき $d_1 \sim d_4, k_1 \sim k_4$ は実験的に決められる。また、波長測定部を透過した光の運動成分を符号する方法は、パルスオキシメータで従来より実施されている余の方法が利用できる。第1図の方式に限定されるものではない。光源として、時分的に点滅される複数波長のLEDを使用し、透過光を単一の受光素子で受けて、

特開平4-40940 (5)

サンプルホールド回路等で対応する複数波長の透過光強度に対応した信号に分離した後、脈動成分を捨てても良い。

上記実施例では、動脈血の脈動による透過光の変動成分から総ヘモグロビン濃度を求めるものであるが、反射光でも同様の方法で、総ヘモグロビン濃度を求めることができる。

また、第2図に別の実施例を示す。第2図の実施例では、動脈血の脈動を利用するのではなく、18のカフ内の流体(例えば空気)により、被測定部1をポンプ20により加圧し、2つの波長で、その時の透過光の強度(I_{21} , I_{22})を測定し、加圧を解除した時に、上記2波長で透過光の強度($I_{21} + \Delta I_{21}$, $I_{22} + \Delta I_{22}$)を測定する。これらの測定値より、

$$\text{Log} \{ (I_{21} + \Delta I_{21}) / I_{21} \}$$

$$\text{及び、} \text{Log} \{ (I_{22} + \Delta I_{22}) / I_{22} \}$$

を算出する。この量は上述の図式、図式に対応するので、それらの値から前記実施例と同様の手法で、総ヘモグロビン濃度を求めることができる。

加圧手段は本実施例に限定されるものではなく、例えば、ガラス板で被測定部を挟んでガラス板を変位させても良い。

また、3波長を使用した場合も、前記の実施例と同様の手法で総ヘモグロビン濃度を求めることができる。

(発明の効果)

本発明によれば、総ヘモグロビン濃度を光学的に非動脈・無侵襲で測定することが可能になり、採血ができない患者や貧血の人の総ヘモグロビン濃度の連続測定が可能になった。

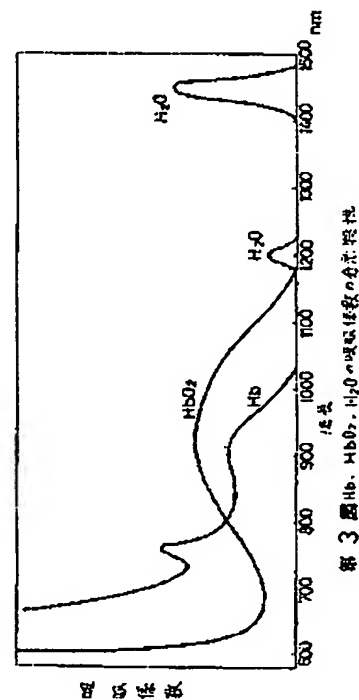
4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の一実施例の構成図、第2図は加圧装置を使用した時の説明図、第3図は吸収係数の分光特性曲線図である。

1…被測定部、2…光源2、3…ダイクロイックミラー、4…干渉フィルター、5…受光素子、6…干渉フィルター、7…受光素子、8…対数増幅器、9…ハイパスフィルター、10…整流回路、11…対数増幅器、12…ハイパスフィルター、

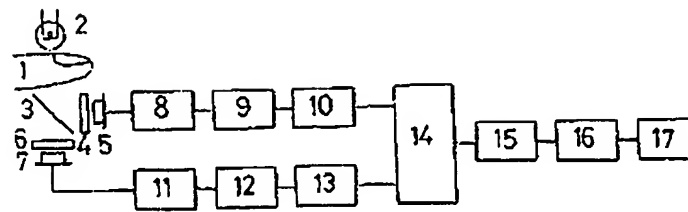
13…整流回路、14…マルチアプレクサ、15…A/D変換器、16…演算回路、17…表示部。

代理人 弁護士 藤 浩 介

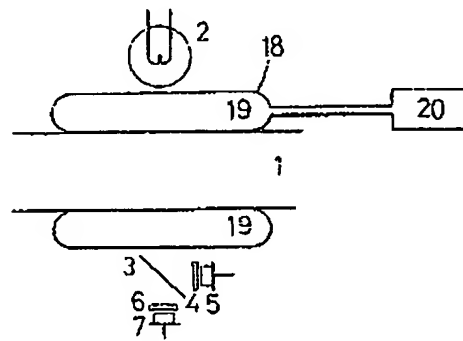


第3図 Hb、HbO₂、H₂Oの吸収係数の分光特性

特開平4-40340(6)



第 1 図



第 2 図

※本報廣告刊例：第一版每行每日收費新台幣一千元，第二、三版每行每日收費新台幣八百元。以上均以10字為一行，不足10字者按10字計算。

$$C_{2n} + C_{2n-2} = 2^{n-1} / D_n^{2n} \pi (\log_2 J_n / \overline{J_n} \circ \log_2 J_n / \overline{J_n})'$$

補題証明は、 β 頁(2行~例)と β 頁(4行)「 $P_{10} = -$, $P_{11} = +$ 」の式を以下
とせう修正する。

$$R_{11}^1 = \frac{\mu_{11}^{10} C_{11} + \mu_{11}^{110} C_{110} + \mu_{11}^{111} C_{111}}{\mu_{11}^{10} C_{11} + \mu_{11}^{110} C_{110} + \mu_{11}^{111} C_{111}}$$

$$R_{12}^1 = \frac{\mu_{12}^{10} C_{12} + \mu_{12}^{110} C_{110} + \mu_{12}^{111} C_{111}}{\mu_{12}^{10} C_{12} + \mu_{12}^{110} C_{110} + \mu_{12}^{111} C_{111}}$$

この結果、 $10 \times 10^7 \sim 10^8$ 及び 10^5 (C₁₀H₈、C₁₀H₆、C₁₀H₄) の生成は、
の生成に依存する。

[illegible]

定価おまけ14頁2冊～14頁5冊「(注)五」を以下のとおり修正す。

$$C_D + C_{DB} = (L_{11}^2 R_D^2 + L_{11}^2 - L_{11}^2) + (L_{11}^2 R_D^2 + L_{11}^2 + L_{11}^2)$$

● 時間：約 15 分

$$C_{\infty} + C_{-\infty} = (LR^1R^1 + LR^2 + iR^1 + L) - (LR^1R^1 + LR^2 + R^1R^1 + L) = 0.$$

田村龍雄「0.75」の「一」を「一」に改訂する。

「つまり、国が国民の健康に力をつくす、各国民に必要とする力の運動能力の二倍から三倍までプロテイン摂取が推奨される。したがって、足元となっている中で、国民の健康の向上のための対策を受けにくく、又、その必要を認めていることと、6月25日の報告による影響も少なくない影響が向上する。」

また、片が多少配向の場合によると、加圧圧強により配向度が増進した状態と加圧しない状態とで硬化力から推してプロピン配向が認められる。したがって、硬化力による配向度の増加はより大きな硬化量が必要で、より正円な配向の割合が増える。

さらに、機車用エンジンの発熱によると、ヘキシロリン（ H_6 ）と他種ヘキシロリン（ H_{10} ）の吸着係数が異なる品は未だ採用していないので、吸着係数と発熱で半分の間に近接できる。

また、同書4及び5記述の発明によると、3種類の異なる安価な元を混合して製造するようにしている中で、低コストな元をなるべく用いるための改良を自由を主張することである。」

である。但し昭和12年の資料によると、加国半島により昭和12年を過ぎた又
 濃と成程しない等の説があるから故にプロトン衝突が事実である。したがって、
 放射線による核分裂の反応度よりも大きな増進をせられる。より正確な例を結
 核部である。

以上

720. 2000

(イ)へメゾボロンと水に於てそれぞれ異なる塩化数と力をもつたともすの
 性質の点を測定法別に説明するに當り、塩化度と水溶性又は反作用して沈澱生成
 の發生度とを主たる因子と、各成分の含有率とに對する百分の比の組成
 の上の二點から他へメゾボロン組成と異なる炭素原子を異なるとことを前提とする
 炭素原子の含有率を算出する。

[illegible]

(5) 第1号として、へてろピン(500)と酸化へてろピン(500)の収量増が大きい第1号の第1号の、日まじりピンによる収量増に対して十分な第2号の収量の増大を図ることにすることを旨とする買収契約の締結に要するものとして、地方官の承認を得る。

[illegible]

(5) 400 毫安の電圧降下の出力の増加に伴って、電圧調整の安定性の出力の増加の比を求めた。すなわち、電圧調整の安定性の出力の増加の比を求めた。すなわち、電圧調整の安定性の出力の増加の比を求めた。

$$\text{超へサチロピン組成} = 1:1, R_{10}R_{11} \neq 1, R_{10} = 1, R_{11} \neq 1, 1$$

$$f(x, y, z) = x^2 + y^2 + z^2$$

[illegible]

(5) 前掲五州は同様に加配半税を設け、生歩地半税は明加半税で償還するや加配したと、加配を認めた時との税収を算定して返還するも生歩地半税の返還と償還算定に別添することも可能とする措置が配賦で同定地を基へセグロピンを算定対象。